Aus der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und
Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin

Direktor: Professor Dr.med. Dr.med.dent. Ewald HARNDT

MECHANISCH-PHYSIKALISCHE UNTERSUCHUNGEN VON 12 STEINZEMENTEN AUF HÄRTE, KANTENFESTIGKEIT UND VOLUMENKONSTANZ SOWIE KLINISCHE NACH-UNTERSUCHUNGEN VON STEINZEMENTFÜLLUNGEN IN BEZUG AUF SPALTBILDUNG.

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Rotraud Rümchen
aus Wittenberg

1965

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546516_0075

Aus der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin

Direktor: Professor Dr.med. Dr.med.dent. Ewald HARNDT

MECHANISCH-PHYSIKALISCHE UNTERSUCHUNGEN VON 12 STEINZEMENTEN AUF HÄRTE, KANTENFESTIGKEIT UND VOLUMENKONSTANZ SOWIE KLINISCHE NACH-UNTERSUCHUNGEN VON STEINZEMENTFÜLLUNGEN IN BEZUG AUF SPALTBILDUNG.

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Rotraud Rümchen
aus Wittenberg

Dekan: Professor Dr.med. Adalbert LOESCHKE

Referent: Priv. Doz. Dr.med.dent.Karl EICHNER

Korreferent: Professor Dr.med.dent. Hermann KIRSTEN

UNIVERSITEITSBIBLIOTHEEK - LEIDEN

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin.

Promoviert am: 13. 1o. 1965

Meinen lieben Eltern
in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

A Einleitung

B Hauptteil

I. Übersicht über die Literatur

II. Herstellung der Prüfkörper

III. Eigene Untersuchungen und Ergebnisse

1. Physikalische Untersuchungen

a) Härte

b) Kantenfestigkeit

c) Volumenkonstanz (Spaltbildung)

2. Klinische Nachuntersuchungen

a) Abdruckmethoden

b) Durchführung der Untersuchungen und Herstellung der Präparate

c) Betrachtung getragener Füllungen

IV. Diskussion der Ergebnisse

C Zusammenfassung

D Literaturverzeichnis

E Lebenslauf

Einleitung

Mit der ständigen Weiterentwicklung der Heilkunde steigen die Ansprüche der Zahnärzte und ihrer Patienten. Immer häufiger werden zahnfarbene Füllungen sogar im Seitenzahnbereich gewünscht. Daher ist das Verlangen der Zahnärzte nach einem plastischen Idealfüllungswerkstoff nur allzu verständlich.

Unter den zahlreichen Steinzementsorten, die heute im Handel sind, fällt dem Praktiker die Wahl schwer. Aus den Prospekten der Firmen kann er nämlich nicht ersehen, ob das Füllungsmaterial den Anforderungen entspricht, die an einen dauerhaften Verschluß eines Zahndefektes durch Steinzement gestellt werden müssen.
Folgende Eigenschaften soll der Steinzement haben:

1. Härte und Kantenfestigkeit, um den mechanischen Kauaktbelastungen genügend Widerstand zu leisten;
2. guten Randschluß, Volumenbeständigkeit;
3. gute Haftintensität;
4. chemische Widerstandsfähigkeit gegenüber Mundflüssigkeiten;
5. schlechtes Wärmeleitvermögen;
6. völlige Indifferenz gegenüber jedem Gewebe, einschliesslich der Pulpa;
7. antiseptische Wirkung;
8. zahnähnliche Farbe und Transparenz;
9. leichte Verarbeitung;
10. Wirtschaftlichkeit.

Diese Forderungen zur Erzielung einer dauerhaften konservierenden Therapie der Zähne werden jedoch nicht erreicht. Seit Jahrzehnten ist man bemüht, den gewünschten, idealen Füllungswerkstoff zu schaffen. Es ist zwar viel erreicht

worden, aber durch die zahlreichen Anforderungen ist eine laufende Weiterverbesserung nötig.
Es ist somit Aufgabe der Forschung, durch physikalische Prüfungen und klinische Nachuntersuchungen festzustellen, wie weit die heute auf dem Dentalmarkt vorhandenen Präparate noch verbessert werden können und der Industrie entsprechende Empfehlungen zu geben.
In der vorliegenden Arbeit sind bei 12 Steinzementen, die gegenwärtig im Dentalhandel angeboten werden, physikalisch mechanische Eigenschaften geprüft und miteinander verglichen worden. Die in dieser Arbeit durchgeführten physikalisch-mechanischen Untersuchungen dienten zur Ermittlung der Härte, Kantenfestigkeit und Volumenkonstanz; die klinischen Nachuntersuchungen an 50 Steinzementfüllungen dienten der Feststellung kapillarer Spaltbildungen zwischen Kavitätenwand und Füllung.
Die erarbeiteten Ergebnisse sollen dazu beitragen, Vorteile und Mängel der Steinzemente aufzuzeigen und somit eine Anregung zu ihrer weiteren Verbesserung geben.

Übersicht über die Literatur

Die geschichtliche Entwicklung aller in der Zahnheilkunde verwendeten Zementarten geht zurück auf den von SOREL 1856 hergestellten Marmorkitt. Er vermischte geglühtes Magnesiumoxyd mit Magnesium-Chlorid-Lösung. Noch heute findet dieses Material als sog. Sorelkitt in der Marmortechnik Verwendung. Einige Zeit später wurde das Magnesiumoxyd durch Zink ersetzt; es entstand das Zink-Chlorid-Zement. Dieses Zahnzement ist 1877 von dem Zahnarzt ROSTAING weiter dadurch verbessert worden, daß er eine Substitution von Phosphorsäure anstelle des Zinkchlorids durchführte. Das so entstandene Zink-Phosphat-Zement wird noch heute mit Erfolg verwendet. Eine große Neuerung brachte 1903 das von ASCHER entwickelte Silikatzement, bei dem das Zink durch Aluminiumoxyd ersetzt worden war.

Die Kombination der beiden zuletzt genannten Zementarten führte zur Entstehung eines neuen Werkstoffes, der als Steinzement, Silico-Phosphat-Zement oder Zink-Silikat-Zement bezeichnet wird. Das Pulver dieses Zements besteht in der Hauptsache aus Zinkoxyd und Aluminiumoxyd, die Anrührflüssigkeit aus Phosphorsäure. Je nach der prozentualen Zusammensetzung der einzelnen Faktoren im Pulver ändern sich die physikalischen und chemischen Eigenschaften. Mit dieser Verbindung sollen die Klebfähigkeit und Adhäsion des Phosphatzements ergänzt werden durch Transparenz und größere mechanische Widerstandsfähigkeit des Silikatzements. Das transparente Aussehen der Silikate ging jedoch durch die Mischung weitgehend verloren.

Die Zahl der verschiedenen Fabrikate stieg ständig an. Mit der Herausgabe der Spezifikationen Nr. 8 und 9 der AMERICAN DENTAL ASSOCIATION sind Richtlinien zur Herstellung von Phosphat-und Silikatzementen geschaffen worden. Diese Richtlinien können für Steinzemente keine Anwendung finden, da diese mit einem anderen Verwendungszweck hergestellt werden. Auch WEIKART(33)und HATTEMER(17)nahmen zu dieser

Frage Stellung und forderten eine einheitliche Werkstoffprüfung in Deutschland.
Die Dauerhaftigkeit einer Füllung wird nicht nur von der Güte des Werkstoffes bestimmt, sondern sie hängt auch ab von dessen Verarbeitung. JUNG(23)wies darauf hin, daß Metallspatel eine Verfärbung der Füllung hervorrufen. Er empfahl Glas-oder Achatspatel. KNAPPWOST(25)unterstrich die Wichtigkeit der Anrührkonsistenz. Pulverreiche Mischungen seien den pulverarmen in bezug auf Volumenbeständigkeit mehr als doppelt überlegen.Außerdem spielen Anmischtechnik und Temperatur eine entscheidende Rolle(WEIKART,34). Als der Steinzement als neuer Werkstoff auf dem Dentalmarkt erschien, wurde er zunächst recht positiv beurteilt.SELKA(30) berichtete 1928 über seine guten klinischen Erfahrungen mit DRALA-Steinzement. Er sei unschädlich für die Pulpa, widerstandsfähig und geschmeidig bei der Verarbeitung. Auch von ABRAHAM(1)wurden bei dem neuen Material außerordentliche Schmiegsamkeit der angerührten Paste sowie Widerstandsfähigkeit festgestellt. Er empfahl, die frische Steinzementfüllung mit Wachs zu überziehen.
In der Zwischenzeit stellten viele Autoren in vergleichenden Untersuchungen die klinische Überlegenheit anderer plastischer Füllungsmaterialien fest. Für Amalgame und Kunststoffe wurden größere Härte, Kantenfestigkeit und Volumenkonstanz sowie geringere Porosität festgestellt (DIETERLE(4), FISCHER(11), GRIESER(14), HESS(18,19), HEUSER(20), HOFMANN(22) und PRELLE(28)). KNAPPWOST(24) unterstrich die Forderung nach einer minimalen Kontraktion der plastischen Füllungsmaterialien, da kapillare Spaltbildungen häufig die Ursache für Secundärkaries bilden. TAPPE(32(lehnte Steinzemente wegen ihrer Säure-bzw.Alkalilöslichkeit als Dauerfüllungsmaterial ab. Er berichtete jedoch von einer größeren Haftfähigkeit gegenüber den Silikatzementen, die durch Eindringen der dünneren Masse in die Zahnporen entstünde. Nach SCHOENEBECK(29)beruht die Haftfähigkeit aber auf der Bildung eines Zwischenkörpers.

EIFFINGER und FECHT (in EICHNER,6) stellten bei Steinzementen 50% mehr Haftfähigkeit als bei Phosphatzementen fest. Auch HARNDT(15)und WANNENMACHER(21)betrachten Steinzemente als nicht vollwertigen Füllungswerkstoff. Er sei ungeeignet für Approximalfüllungen, könne aber zum Einzementieren von Kronen und Inlays aus Porzellan dienen.
Die Transparenz werde durch Steinzement weniger beeinträchtigt als durch Phosphatzement. Außerdem habe Steinzement die geringere Porosität, so daß keine Zersetzungserscheinungen eintreten könnten.
Durch Zusätze verschiedenster Art versuchte man, die mechanischen Eigenschaften der Zemente zu verbessern.
MESCHKE(27)setzte einen suspendierten Kunststoff(H 60) zu und erreichte damit für Steinzemente einerseits eine Verbesserung der Abrieb-und Druckfestigkeit andererseits eine Verschlechterung der Haftfähigkeit.
Erfolgreicher scheint dagegen die Beimengung von Gitterwerkstoffen zu sein. Hierbei werden Glasfasern von weniger als 10 μ Durchmesser und 2 bis 8 mm Länge verwendet, wodurch man nach dem Prinzip des Stahlbetons eine höhere Festigkeit erreichte. HATTEMER(16)und KNAPPWOST(25)stellten eine Steigerung der Kanten-und Zugfestigkeit um 10 bis 100% fest. Da das Einlagerungsmaterial nicht schrumpft, steigt auch die Volumenbeständigkeit. Zemente mit Gitterwerkstoffen sollen außerdem farbbeständiger sein. Hinsichtlich der Löslichkeit sind die Ergebnisse weniger gut. Stahlspäne und Diamantpulver bewirken zwar eine Steigerung der Druckfestigkeit, verbinden sich aber nicht mit dem Grundmaterial.
Die Zahl der Steinzementuntersuchungen ist im Gegensatz zu den Silikatzementen sehr gering. Klinische Nachuntersuchungen wurden lediglich von HESS(19) und HEUSER(20) durchgeführt, wobei die Metallfüllungen einen wesentlich besseren Randschluß zeigten.

Herstellung der Prüfkörper

Um die Steinzemente mit den Silikatzementen vergleichen zu können, wurden zur Prüfung ihrer mechanischen Qualitäten sowohl bei der Herstellung der Prüfkörper als auch bei der Durchführung der Versuche die gleichen Methoden gewählt, wie sie schon von DRESSLER zur Untersuchung der Silikatzemente verwendet worden sind.

Wenn die experimentell untersuchten physikalischen Eigenschaften eines zahnärztlichen Füllungswerkstoffs wichtige Hinweise für dessen Verwendungsmöglichkeit in der Praxis geben sollen, müssen Form, Größe und Oberfläche der Prüfkörper sowie deren Herstellung und Lagerung den Verhältnissen im Munde angepaßt werden. Wünschenswert wäre es, Prüfkörper von der Größe und Form einer Füllung herzustellen. Aber das läßt sich leider nicht durchführen. Während man die Zeit und Anmischtechnik bei der Verarbeitung der Zemente auch im Laborversuch einhalten kann, sind der Größe der Proben durch die Versuchsbedingungen Grenzen gesetzt.

In Vorversuchen, die der Herstellung der Prüfkörper vorausgingen, sind die Gewichtsverhältnisse von Pulver und Flüssigkeit genau bestimmt worden. Die von den Herstellerfirmen angegebenen Mengen wurden dabei berücksichtigt. Dieses Verhältnis wurde für die Proben sämtlicher Versuchsreihen eingehalten, um Vergleichsmöglichkeiten zu schaffen. Die Verwendung der JOTA-THERMO-Anrührplatte ermöglichte es, gleichmäßig niedrige Themperaturen beim Anrühren einzuhalten Nach Angabe in den Verarbeitungsbestimmungen soll die Glasplatte eine Themperatur von 18° bis 20°C haben.

Zur Herstellung der Prüfkörper für die Versuchsreihen der H ä r t e- und K a n t e n f e s t i g k e i t s prüfungen diente ein mit vier konischen Rechteckausschnitten versehenes Stahlrähmchen.

Die konische Form des Rähmchens ermöglichte es, die Proben leichter zu entfernen. Die Kanten der Rechteckausschnitte waren je 15,9 mm lang, 10,0 mm breit und erweiterten sich auf 15,5 mm bzw. 10,5 mm. Das Stahlblech hatte eine Stärke von 3,0 mm. Die Rechteckausschnitte wurden mit einer dünnen Wachsschicht überzogen, die eine direkte Berührung des Zementes mit dem Stahl verhinderte.
Der mit Zement beschickte Rahmen wurde oben und unten mit einer Stahlplatte abgedeckt, um die Oberfläche glatt zu halten. Zwischen Abdeckplatten und Form befand sich eine dünne Zelluloidfolie. Nach einer primären Erhärtungszeit von zehn Minuten wurden die Proben vorsichtig aus den Rähmchen entfernt und an den Rändern mit Schmirgelpapier der Körnung 00 geglättet. Anschließend sind die Prüfkörper in einer feuchten Kammer bei Zimmerthemperatur aufbewahrt worden.

Für die Versuchsreihe S p a l t b i l d u n g fanden Kunststoff-Basisplatten mit einer Stärke von 1,65 mm Verwendung. Ovale Ausschnitte mit einer Länge von 40 mm und einer Breite von 12 mm wurden während der Versuchsdurchführung mit Steinzement gefüllt.

Folgende Steinzemente wurden untersucht:

I BAYER Stein-Zement (der Firma BAYER, Leverkusen)

II CEDESA Universelles Steinzement (der Firma INTER-CONT GmbH, Zweibrücken)

III DRALA-Steinzement (der Firma DRALA GmbH, Hamburg)

IV DRALA-Stahlzement "

V F.P. Steinzement (der Firma Dr. Schmidt & Co. DEUTSCHE ZAHN-PORZELLAN-GES., Berlin)

VI MAMOR-Zement (der Firma MAMOR-LABORATORIUM, Berlin)

VII ALBA-BACKENZAHN-PORZELLIN (der Firma ALBA Gmbh, Berlin)

VIII HARVARDID 52 (der Firma Richter & Hoffmann HARVARD DENTAL-GES. , Berlin)

IX VIVADENT KERATIT (der Firma VIVADENT, Schaan-Liechtenstein)

X VIVADENT Keratit-Cuproxal hell (")

XI VIVADENT Kupfersteinzement weiss (")

XII RESTORIT De Trey's Steinzement (der Firma Gebrüder DE TREY A.G. Zürich)

Härte

Maßgebend für den Anwendungsbereich eines zahnärztlichen Füllungswerkstoffes ist seine Härte. Sie soll möglichst der des Schmelzes gleichkommen, da es sonst zur Fraktur dünner Schmelz-und Dentinwände kommen kann.
Das Indikationsgebiet eines Werkstoffes mit geringerer Härte müßte auf Füllungen an weniger belasteten Zahnflächen beschränkt bleiben.
Die Härte eines Materials wird allgemein definiert als der Widerstand, den ein Körper dem Eindringen eines anderen, härteren, entgegensetzt. "Härte ist der Widerstand eines Körpers gegen Eindringen eines anderen Körpers und wird oft in der Dimension einer mechanischen Spannung, in kp/mm^2, angegeben, die zu einer bestimmten Deformation führt." (31)

Die Zahl der Härteprüfverfahren ist groß. Es galt daher, eine geeignete Methode für die Prüfung zahnärztlicher Zemente auszuwählen. Art und Beschaffenheit des zu prüfenden Werkstoffes sind ausschlaggebend für die Wahl der Prüfmethode. Das Gemeinsame bei allen in der Technik verwendeten Verfahren ist das Eindringen eines Körpers in das Prüfstück, in dem ein bleibender Eindruck entsteht. Dieser ist um so größer und tiefer, je weicher das Material ist.
Voraussetzung ist eine bedeutend größere Härte des Eindringkörpers gegenüber dem Prüfstück. Diese Eindringkörper werden in den verschiedensten Formen verwendet.
Man unterscheidet zwei Gruppen der Härteprüfmethoden:
a) statische,
b) dynamische Prüfmethoden.
Es gibt verschiedene statische Verfahren, die nach dem Prinzip der allmählichen Belastungssteigerung arbeiten.

Zu den wichtigsten statischen Verfahren zur Prüfung der Härte eines Werkstoffes gehören:

1. Kugeldruckverfahren nach BRINELL. Es ist eins der am besten ausgearbeiteten Verfahren und unter DIN 50 351 genormt.
   Man benutzt eine gehärtete Stahlkugel, die mit einer bestimmten Kraft in das zu prüfende Material eingedrückt wird. Aus der Belastung in kp, geteilt durch die Oberfläche des entstandenen Kugeleindrucks (Kalotte), ergibt sich die BRINELL-Härte in Kp/mm^2.

2. VICKERS-Härteprüfung. Hierbei benutzt man an Stelle der Stahlkugel eine regelmäßige vierseitige Diamantpyramide mit einem Spitzenwinkel von 136^0. Das Verhältnis der aufgewendeten Kraft zur Fläche des Pyramideneindrucks wird als VICKERS-Härte(in kp/mm^2) bezeichnet.
   VICKERS-Prüfung: DIN 50 133

3. ROCKWELL-Verfahren. Als Prüfmittel wird ein Diamantkegel mit einem Spitzenwinkel von 120^0 benutzt, der mit einer Kraft von 150 kp in das Prüfstück eingedrückt wird. Dieses Eindrücken erfolgt in zwei Stufen(Vorlast=10kp, Hauptlast=140kp). Dadurch spart man die gesonderte Wertung des Eindrucks und kann die erzeugte Tiefe der Eindellung sofort an einer am Gerät angebrachten Meßuhr in ROCKWELL-Einheiten(e)ablesen.
   (e=2μ=0,002mm). Die Meßbedingungen sind im Normblatt DIN 50 103 festgelegt.

4. Ritzhärteprüfung nach MARTENS. Mit einem Diamantkegel (190^0Spitzenwimkel) werden auf der plangeschliffenen Oberfläche des Prüfmaterials, bei verschiedener Belastung, mehrere Ritze erzeugt. Die Breite dieser Ritze wird mit einem Meßmikroskop ausgemessen. Als Ritzhärte gilt diejenige Belastung in g, die eine Ritzbreite von 10μerzeugt hätte. Nach diesem Verfahren stellte

MOHS um 1800 eine zehn Härtegrade umfassende Skala für mineralogische Zwecke auf.
Da diese Methode eine große Fehlerquelle beim Ablesen in sich birgt, findet sie heute kaum noch Anwendung.

Dynamische Härteprüfmethoden, bei denen die Belastung stoßartig und wechselhaft erfolgt, sind folgende:

1. Schlaghärteprüfung: Eine durch einen Schlaghammer getriebene Kugel erzeugt einen kalottenförmigen Eindruck auf dem zu prüfenden Material. Der Durchmesser des Eindrucks wird wie bei BRINELL ausgewertet.

2. Fallhärteprüfung: Eine Kugel, die an einem auswechselbaren Gewicht hängt, trifft im freien Fall auf den Prüfkörper auf. Der entstandene Eindruck und die Fallhöhe werden in die Berechnung des Härtewertes einbezogen.

3. Rücksprunghärteprüfung: Ein Hammer fällt aus konstanter Höhe auf das Prüfstück und springt wieder zurück. Die Sprunghöhe wertet man als Maßstab der Härte.

Schon DRESSLER (5) stellte fest, daß bei der Auswahl eines geeigneten Härteprüfverfahrens zur Untersuchung der Silikatzemente hauptsächlich auf die Sprödigkeit des zu untersuchenden Werkstoffes Rücksicht genommen werden muß.
Auch hier erwies sich der Eindruck einer größeren Fläche, nämlich einer Kugel, als geeigneter als andere, meist spitze Eindruckkörper verwendende Verfahren. Außerdem durfte die Belastung nicht stoßartig erfolgen, sondern in Ruhelage des Prüfkörpers. Aus diesen Gründen war das BRINELL-Härteprüfverfahren die am besten geeignete Methode.
Bei Vorversuchen mit dem Frank'schen Kunststoffhärteprüfer Nr. 565b zeigte sich, daß dieses Gerät zufriedenstellende Resultate bringt, wenn man es sorgfältig und vorsichtig genug bedient. (s.Abb.1)

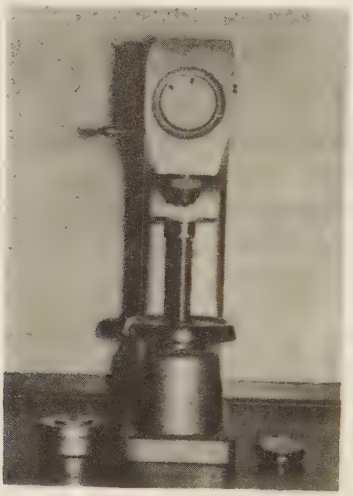


Abb. 1

Eine Stahlkugel von 2,5 mm Durchmesser wurde zuerst mit einer Belastung von 5kp, danach mit 10kp, in den zu untersuchenden Zementkörper eingedrückt. Die Belastung betrug jeweils 60 Sekunden. Die Tiefe der kalottenförmigen Eindellung zeigte eine am Gerät angebrachte Meßuhr in 1/100 mm an. Da die hierbei abgelesenen Werte kleiner als die in den vorhandenen Auswertetafeln angegebenen waren, mußten die Härtewerte nach folgender Formel errechnet werden:

$$H = \frac{P \cdot 10\,000}{D \cdot \pi \cdot h}$$

H = Härte in kp/cm^2
P = Kugelbelastung in kp
D = Durchmesser der Prüfkugel in mm
h = Eindrucktiefe der Prüfkugel in 0,01 mm
π = Konstante 3,1416

Die Zementproben lagen bis zu ihrer Untersuchung in einer feuchten Kammer. Es wurden jeweils sechs Prüfkörper gemessen und deren Werte arithmetisch gemittelt. Die Ergebnisse sind den Tabellen 1 und 2 zu entnehmen.
Bei den eingeklammerten Werten ergaben nur ein oder zwei Prüfkörper einen ablesbaren Wert. Alle übrigen Prüfkörper zersplitterten bei Belastung.
Es kann folgendes Ergebnis festgestellt werden:
Die Steinzementproben wurden in acht verschiedenen Alterungsstufen geprüft. Die Härte der einzelnen Fabrikate erwies sich als sehr unterschiedlich. Nach einer Stunde Erhärtung ergab sich bei CEDESA ein Wert von 851,2 kp/cm^2 und bei RESTORIT = 2401,0 kp/cm^2. Diese Differenz wurde mit mit zunehmender Alterung allmählich geringer, und alle ermittelten Werte wiesen ein einheitlicheres Bild auf. Ihre größte Härte hatten die meisten Steinzemente nach einer bzw. zwei Wochen Erhärtung.

Härtezunahme bei 5kp Belastung nach:

	1 Woche		bzw. 2 Wochen	
I	1830,5 kp/cm^2	= 97 %	-	-
II	2248,2 "	= 264 %	-	-
III	771,0 "	= 33 %	-	-
IV	-	= -	1622,0 kp/cm^2	= 98 %
V	-	= -	1332,7 "	= 159 %
VI	-	= -	2203,8 "	= 213 %
VII	2362,3 "	= 268 %	-	= -
VIII	-	= -	1800,0 "	= 119 %
IX	1822,3 "	= 114 %	-	= -
X	-	= -	1170,5 "	= 77 %
XI	-	= -	2160,4 "	= 146 %
XII	1305,8 "	= 54%	-	= -

Tabelle 2 verzeichnet die Werte, die sich bei einer Belastung von 10 kp ergeben. Sie ist zwar lückenhaft, zeigt aber im Wesentlichen die gleiche Tendenz der Härtezunahme, die bei einer Belastung der Proben mit 5 kp auftritt.
Die Meßergebnisse sind in der graphischen Darstellung (Abb.2) zusammengefaßt.

Tabelle 1

HÄRTE DER STEINZEMENTE

Werte in kp/cm^2
Alter der Proben: ↓

Kugeldurchmesser : 2,5 mm
Belastung : 5 kp
Belastungszeit : 60 sek.

	1 Std.	3 Std.	24 Std.	48 Std.	1 Wch.	2 Wch.	1 Mon.	3 Mon.
I	1889,5	2264,3	2649,2	2820,8	3720,0	2965,2	4212,7	3615,3
II	851,2	1068,3	1588,6	1918,3	3099,4	(3192,5)	2643,5	3059,3
III	2301,8	2127,8	2289,2	2693,5	3072,8	2715,8	3029,3	3266,2
IV	1662,7	1939,5	2661,3	2778,5	3234,0	3284,7	4080,0	3762,7
V	900,8	1028,3	1586,7	1996,8	2295,3	2333,5	2680,0	2762,7
VI	1034,8	1844,5	1678,5	2037,3	1893,0	3237,0	3556,3	3873,2
VII	882,2	1273,2	1933,3	2074,0	3244,5	3237,0	3172,5	3447,0
VIII	1518,5	1898,0	2596,5	2833,8	3287,7	3318,5	3217,7	3426,5
IX	1598,2	1868,0	1952,0	2226,3	3420,5	3415,2	3602,7	3397,5
X	1526,8	1737,0	2465,8	2647,7	2636,2	2697,3	3455,0	3224,5
XI	1491,8	1902,3	2107,2	2612,0	2726,5	3652,2	3287,7	3615,3
XII	2401,0	2848,8	2357,4	2396,0	3706,8	3692,2	3458,3	3576,3

Tabelle 2

HÄRTE DER STEINZEMENTE

Kugeldurchmesser : 2,5 mm
Werte in kp/cm^2 Belastung : 10 kp
Alter der Proben: ↓ Belastungszeit : 60 sek.

	1 Std.	3 Std.	24 Std.	48 Std.	1 Wch.	2 Wch.	1 Mon.	3 Mon.
I	2570,6	2783,8	(2987,0)	(3506,5)	3722,5	(5789,0)	4029,3	3945,0
II	1160,8	-	(2178,5)	(1959,0)	2510,0	-	-	3780,8
III	2297,4	(2961,0)	2957,4	3113,0	3389,3	-	3714,3	4034,4
IV	2183,3	-	3324,8	3443,2	3710,0	3849,7	3695,0	3523,8
V	1287,7	1598,3	(2125,0)	(2501,0)	2716,3	-	(2768,0)	3526,3
VI	1655,0	(2316,5)	(3000,0)	3258,8	-	(2709,0)	3239,6	3189,8
VII	1142,6	1925,0	(2599,0)	(2765,0)	2645,8	-	(3638,0)	4068,5
VIII	2004,8	2237,7	2490,6	3326,0	3349,3	(2654,0)	3760,3	3958,5
IX	2157,3	2197,0	2850,2	3133,8	3330,2	2729,4	3960,5	3997,7
X	1878,8	2427,3	2821,5	2597,0	3337,6	2538,5	3215,3	2999,8
XI	2308,8	2532,0	(2681,5)	3118,5	(3877,5)	(4108,0)	(4264,0)	4525,7
XII	2998,0	3123,0	3251,7	3515,0	3515,2	(3980,0)	(3746,0)	3723,5

HÄRTE DER STEINZEMENTE (bei 5kp Belastung)

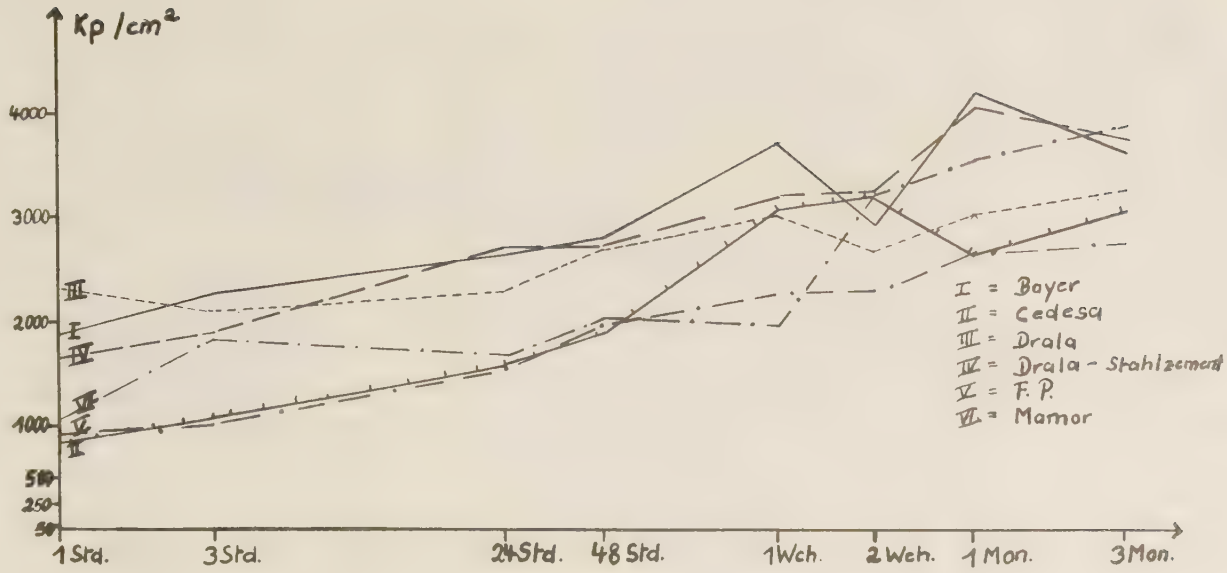


Abb. 2

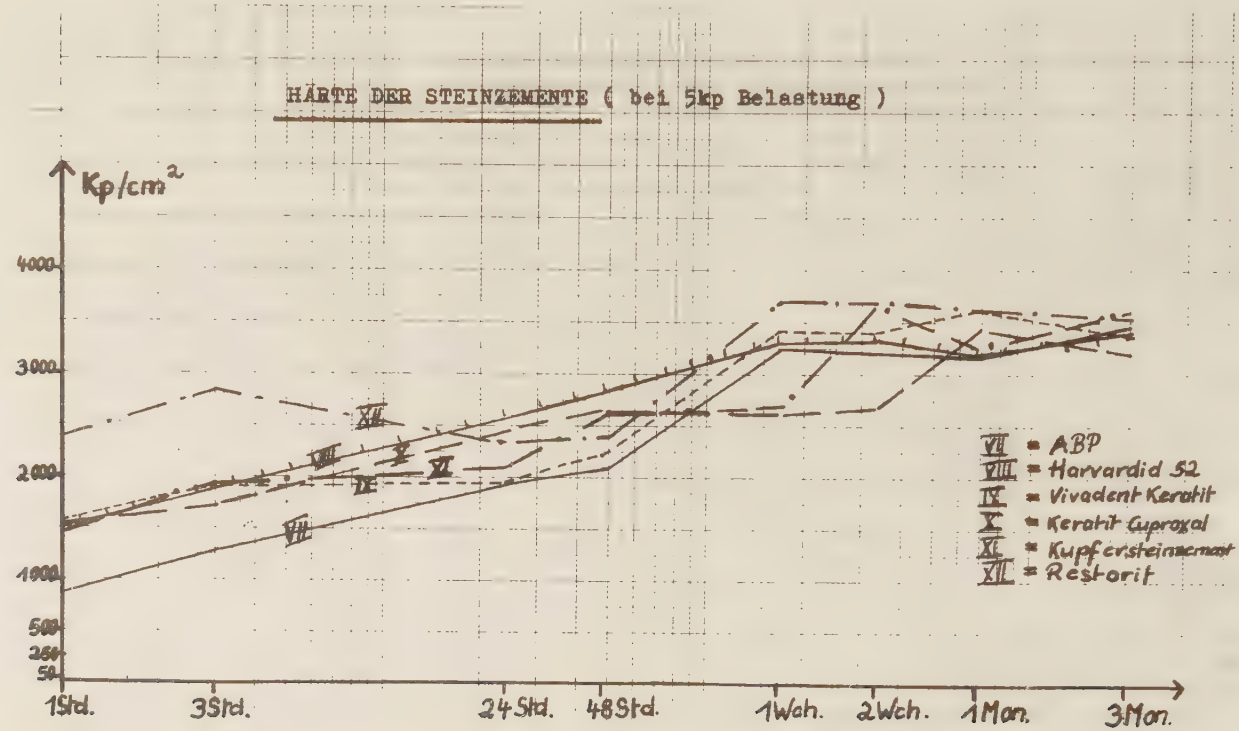

HÄRTE DER STEINZEMENTE (bei 5kp Belastung)
Kp/cm²
4000
3000
2000
1000
500
250
50
1Std.
3Std.
24Std.
48Std.
1Wch.
2Wch.
1Mon.
3Mon.
VII = ABP
VIII = Harvardid 52
IV = Vivadent Keratit
X = Keratit Cuproxal
XI = Kupfersteinzement
XII = Restorit

Abb. 2 a

Kantenfestigkeit

Eine der wichtigsten Forderungen, die die konservierende Zahnheilkunde an ein plastisches Füllungsmaterial stellen muß, ist seine mechanische Widerstandsfähigkeit, seine Festigkeit.

Mit dem Begriff "Festigkeit" bezeichnet man die Größe des Widerstandes, den ein fester Körper jeglicher Beanspruchung entgegensetzt. Diese Beanspruchung hat eine Formänderung zur Folge. Diese Formänderung setzt ihrerseits eine Kraft voraus, die den Widerstand des Materials überwindet. Je nachdem, ob diese Kraft in Form von Biegung, Druck, Schlag, Verdrehung oder Zug auf den Werkstoff einwirkt, spricht man von Biege-, Druck-, Schlag-, Verdrehungs- oder Zugfestigkeit. Für die Ermittlung der Festigkeit werden jeweils die von außen auf das Prüfmaterial einwirkenden Kräfte auf die Ausgangsabmessungen des Prüfkörpers bezogen. "Die Schlagfestigkeit gestattet Voraussagen über das Verhalten eines Stoffes bei stoßartiger Beanspruchung. Man ermittelt diese im Pendelschlagwerk oder im Dynstatgerät als diejenige Arbeit, die zum Zerschlagen der Probe notwendig ist, bezogen auf den Probenquerschnitt. Die Dimension ist $kp \cdot cm/cm^2$." (31)

In der zahnärztlichen Fachliteratur wurde an Stelle der Schlagfestigkeit der Begriff der "Kantenfestigkeit" eingeführt. Man bezeichnet damit die mechanische Widerstandsfähigkeit eines Füllungsmaterials an den besonders beanspruchten Kanten- und Eckenaufbauten einer Füllung. Die Kantenfestigkeit eines Zementes bestimmt in großem Maße seine Verwendungsmöglichkeit. Trotz zahlreicher Bemühungen von Wissenschaft und Industrie ist es bisher auf Grund der klinischen Erfahrungen nicht gelungen, ein Steinzement zu entwickeln, das auch den Anforderungen beim Aufbau von

Kanten und approximalen Zahnflächen gerecht wird. Beimengungen, wie Glasfasern (VIVADENT KERATIT) oder Stahlspäne (DRALA-Stahlzement), sind die neuesten Versuche mit denen die Widerstandskraft der Zemente erhöht werden soll.Die große Anzahl der heute im Handel befindlichen Füllungswerkstoffe machte es erforderlich, auch die Kantenfestigkeit der Steinzemente durch ein technisches Prüfverfahren zu ermitteln.

Der Schlagbiegeversuch nach DIN 53 453 erwies sich als die günstigste Methode.

Der Schlagbiegeversuch dient zur Ermittlung des Verhaltens von bestimmten Probekörpern bei bestimmter Schlagbiegebeanspruchung und zur Beurteilung der Sprödigkeit oder Zähigkeit innerhalb der Grenzen, die die Prüfbedingungen ziehen.

Als Prüfgerät wurde der Dynstat nach SCHOB, NITSCHE und SALEWSKI verwandt(Bauart MPA Berlin-Dahlem, Typ 330-02 Ger.Nr. Firma Karl FRANK GmbH.). Das Gerät ist in Abbildung 3 wiedergegeben.

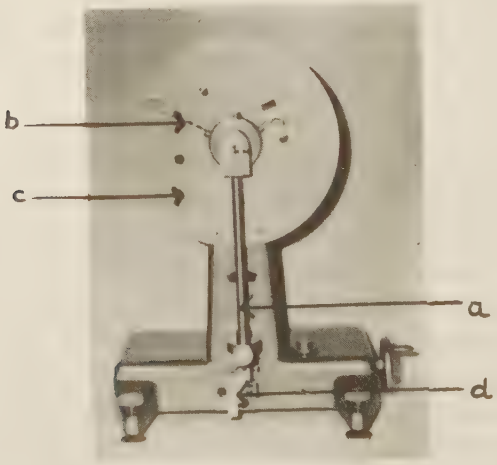


Abb. 3

Die Versuchseinrichtung ist auf einer Grundplatte montiert, die mit Hilfe von Stellschrauben und einer Wasserwaage waagerecht ausgerichtet werden kann. Der Dynstat besteht aus einem Pendelschlagwerk (a) mit Schleppzeiger (b),das durch ein Kugellager an einem kleinen, vertikal auf der Grundplatte angebrachten Gestell befestigt ist.
Außerdem sind noch eine geeichte Skala (c) und eine Haltevorrichtung (d) für die Probekörper vorhanden. Nachdem der Nullpunkt des Schleppzeigers ermittelt worden ist, wird das Pendel in 90°Fallhöhe eingeklingt und die Probe senkrecht in die Befestigungsvorrichtung eingespannt. Nach Auslösung des Pendels gelangt dieses, und somit auch der Schleppzeiger, nicht bis zur Leerlaufhöhe, da die Zementprobe bis zu ihrem Zerbrechen einen Widerstand entgegensetzt. Der Schleppzeiger gibt dann auf der Skala die verbrauchte Schlagarbeit in kp·cm an.
Zur Ermittlung der tatsächlichen Schlagarbeit (Kantenfestigkeit) ist der Probenquerschnitt besonders wichtig. Die Breite und Dicke jeder Probe wurden daher vor der Versuchsdurchführung mit einem Meßzirkel auf 1/100 mm genau bestimmt und jeweils Mittelwerte aus drei Einzelmessungen gebildet, die in nachfolgender Formel Berücksichtigung fanden.
Die vom zerbrochenen Probekörper verbrauchte Schlagarbeit dividiert durch den Probenquerschnitt ergeben die Schlagfestigkeit (Kantenfestigkeit), angegeben in kp·cm/cm^2.

$$Sn = \frac{sn}{b \cdot d}$$

Sn = tatsächliche Schlagarbeit in kp·cm/cm^2
sn = verbrsuchte Schlagarbeit in kp·cm
b = Breite der Probe in cm
d = Dicke der Probe in cm

Die Zementproben wurden bis zu ihrer Untersuchung in einer feuchten Kammer bei Zimmertemperatur aufbewahrt. Die aus den Versuchsergebnissen errechneten Werte sind in der Tabelle 3 wiedergegeben. Jeder Wert stellt das arithmetische Mittel aus sechs Einzelversuchen dar. Die Messungen sind in acht verschiedenen Alterungsstufen durchgeführt und in Abbildung 4 graphisch dargestellt.
Die Auswertung der Versuchsreihen ergab ein sehr unterschiedliches Verhalten der einzelnen Steinzemente. Während die meisten Fabrikate nach einer Erhärtungszeit von einer Stunde eine recht geringe Kantenfestigkeit aufweisen, steigt diese mit zunehmender Alterung an. CEDESA, DRALA-Stahlzement, VIVADENT KERATIT und VIVADENT KUPFERSTEINZEMENT-weiß haben nach einer Stunde ihre größten Werte. Späterhin nehmen die Werte allmählich wieder ab. Bemerkenswert ist, daß sich unter den zuletzt genannten Steinzementen diejenigen befinden, die über Beimengungen im Pulver (Stahlspäne oder Glasfasern) verfügen; sie haben die konstantesten Werte.
Die sehr unterschiedliche Kantenfestigkeit der verschiedenen Steinzemente innerhalb einer Alterungsstufe wird mit zunehmender Erhärtung einheitlicher.

	Veränderung der Kantenfestigkeit nach: 2 Wochen		3 Monaten	
I	: 0,50 kpcm/cm^2	= + 41 %	0,37 kpcm/cm^2	= + 31 %
II	: 0,36 "	= - 18 %	0,55 "	= - 27 %
III	: 0,37 "	= + 25 %	- "	= -
IV	: 0,28 "	= ± 15 %	0,47 "	= - 25 %
V	: 0,03 "	= + 2 %	0,07 "	= - 4 %
VI	: 0,10 "	= + 7 %	0,24 "	= + 17 %
VII	: 0,03 "	= + 2 %	0,20 "	= + 14 %
VIII	: 0,37 "	= + 27 %	0,32 "	= + 24 %
IX	: 0,12 "	= - 5 %	0,58 "	= - 26 %
X	: 0,04 "	= + 2 %	0,26 "	= - 13 %
XI	: 0,47 "	= - 27 %	0,40 "	= - 23 %
XII	: 0,39 "	= + 33 %	0,10 "	= - 8 %

(+ = Erhöhung, - = Erniedrigung der Kantenfestigkeit)

Tabelle 3

KANTENFESTIGKEIT DER STEINZEMENTE

Werte in kpcm/cm^2

Alter der Proben: ↓

	1 Std.	3 Std.	24 Std.	48 Std.	1 Wch.	2 Wch.	1 Mon.	3 Mon.
I	1,21	1,44	1,16	1,29	1,61	1,71	1,29	1,58
II	2,01	1,71	1,62	1,12	1,43	1,65	1,33	1,46
III	1,49	1,37	1,18	1,36	1,49	1,86	1,49	1,49
IV	1,86	1,44	1,43	1,55	1,75	1,58	1,44	1,39
V	1,64	1,63	1,41	1,36	1,60	1,67	1,57	1,57
VI	1,37	1,43	1,34	1,36	1,51	1,47	1,52	1,61
VII	1,39	1,40	1,19	1,31	1,17	1,42	1,27	1,59
VIII	1,35	1,41	1,31	1,68	1,48	1,72	1,55	1,67
IX	2,21	1,80	1,91	1,88	2,13	2,09	1,61	1,63
X	1,97	2,32	1,92	2,03	1,77	2,01	1,53	1,71
XI	1,72	1,07	1,28	1,27	1,35	1,25	1,56	1,32
XII	1,18	1,33	1,34	1,16	1,65	1,57	1,14	1,08

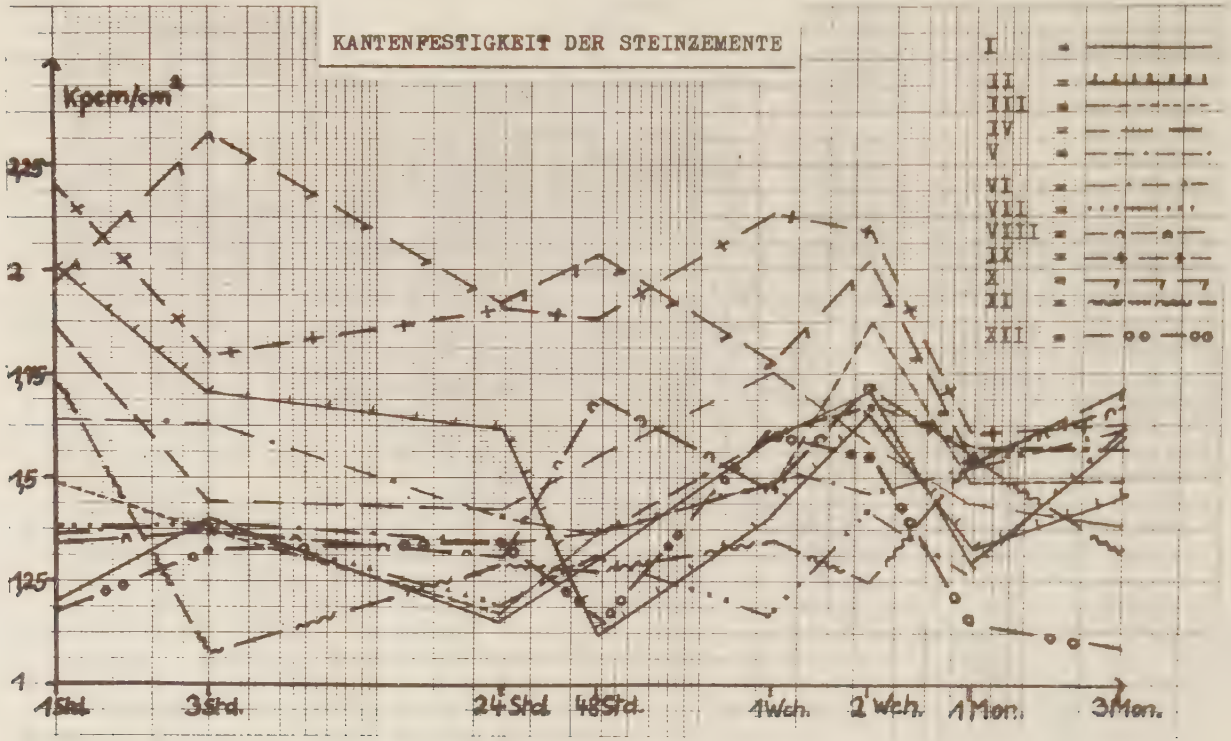

KANTENFESTIGKEIT DER STEINZEMENTE
Kpcm/cm²
2,25
2
1,75
1,5
1,25
1
1Std.
3Std.
24Std.
48Std.
1Wch.
2Wch.
1Mon.
3Mon.
I
II
III
IV
V
VI
VII
VIII
IX
X
XI
XII

Abb. 4

Volumenkonstanz (Spaltbildung)

Ziel jeder konservierenden Behandlung ist ein dauerhafter und hermetischer Verschluß der Dentinwunde mit einer plastischen Füllung. Die Volumenkonstanz des verwendeten Werkstoffes ist Voraussetzung. Die Kavität soll so gut abgeschlossen werden, daß keinerlei Speisereste, Speichel, Bakterien oder Luft eindringen können. Das würde zur Entstehung von Sekundärkaries und zur Pulpenschädigung führen. Außerdem kann eine Spaltbildung am Kavitätenrand auch eine Verunreinigung und damit eine kosmetische Verschlechterung der Füllung durch Farbveränderung zur folge haben.

Leider mußte bisher immer festgestellt werden:
dieser unbedingt notwendige Verschluß der Kavität wird durch Zementfüllungen nicht erreicht. Bekanntlich zeigen zahnärztliche Zemente bei ihrer Erhärtung eine ziemlich starke Kontraktion, die im wesentlichen auf Wasserabgabe beruht. Es ist der Industrie bisher nicht gelungen, diese Kontraktion durch Zusätze irgendwelcher Art zu kompensieren.

In der folgenden Versuchsreihe soll die Kontraktion der Steinzemente und die Breite der entstandenen Spalten ermittelt werden. Die Steinzementproben wurden nach dem Anrühren in die eingangs beschriebenen Formen gepresst und mit diesen nach einer primären Erhärtung von 30 Minuten in Petrischalen gelegt. Dort wurden sie mit Gelatine übergossen, die stark mit KONGOROT angefärbt worden war. Danach kamen die Schalen für 30 Minuten in den Brutschrank bei 37°C und anschließend für kurze Zeit in den Eisschrank, um die in den Kontraktionsspalt eingedrungene Gelatine fixieren zu können. Nach Entfernung der überschüssigen Gelatine konnten die entstandenen Spalten zwischen Formrand und Zementprobe mit Hilfe eines Meßmikroskops bei 30-facher Vergrößerung ausgemessen werden.

In den Abbildungen 5 - 17 sind die Spaltbreiten der einzelnen Steinzemente wiedergegeben. Die Aufnahmen sind mit dem ZEISS-ULTRAPHOT gemacht worden, Optik: ZEISS-Luminar. Folgende Brennweiten und Lichtstärken sind verwendet worden: bei 9,5-facher Vergrößerung: 100 mm, 1 : 6,3 ; bei 16-facher Vergrößerung: 63 mm, 1 : 4,5 .

Auf Abbildung 5 sind bei 9,5-facher Vergrößerung alle drei Materialien zu sehen: links Zement, rechts Form, dazwischen der durch die Gelatine dunkel dargestellte Spalt.

Die Abbildungen 6 - 17 zeigen Probenausschnitte im Vergrösserungsmaßstab 16 : 1 .

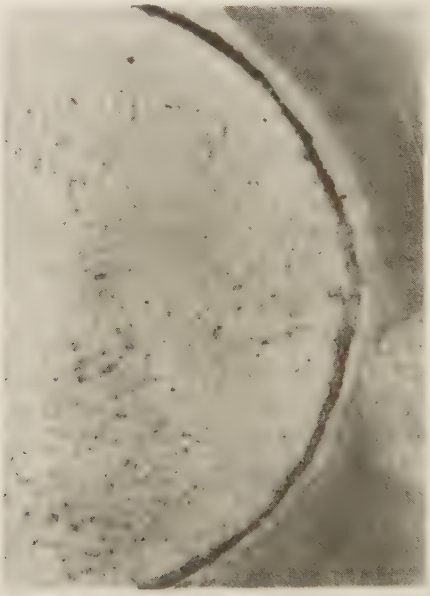
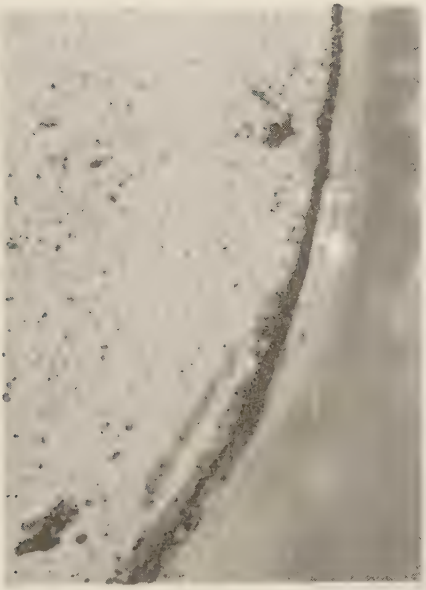
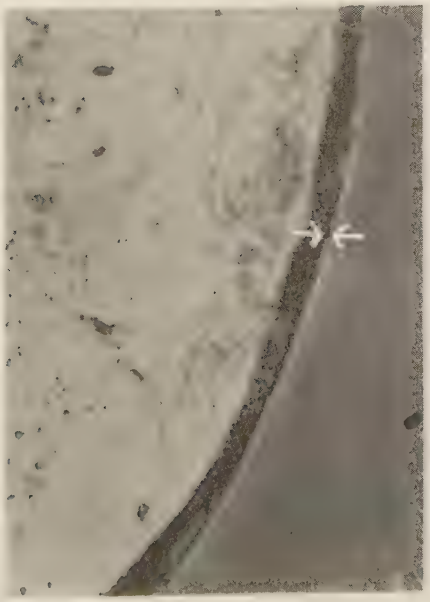


Abb. 5



I BAYER Steinzement
Spaltbreite 113,8 µ

Abb. 6

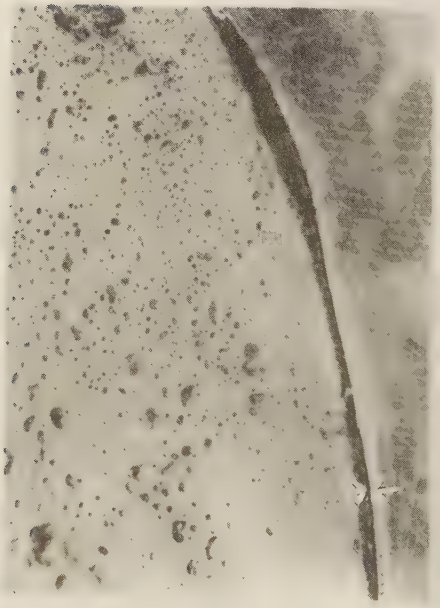


II CEDESA Universelles
Steinzement
Spaltbreite 90,1 µ

Abb. 7

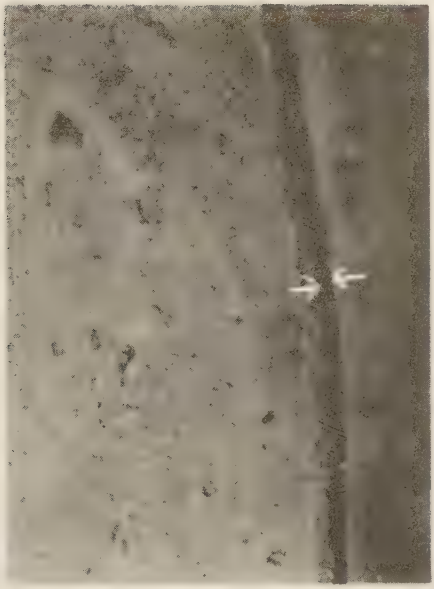
III DRALA Steinzement
Spaltbreite 108,3 µ

Abb. 8



IV DRALA-Stahlzement
Spaltbreite 83,1 µ

Abb. 9

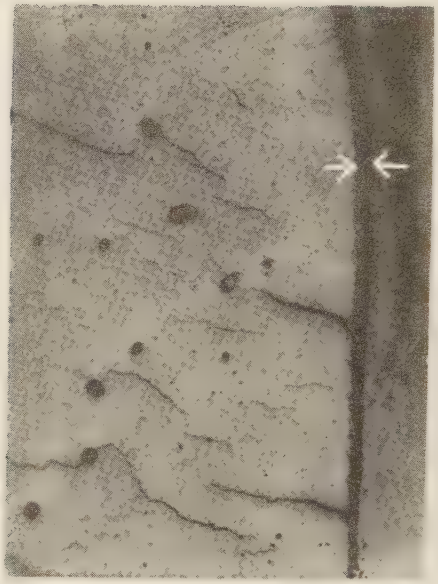


V F.P. Steinzement
Spaltbreite 103,3 µm

Abb. 10

VI MAMOR-Zement
Spaltbreite 100,9 µm

Abb. 11

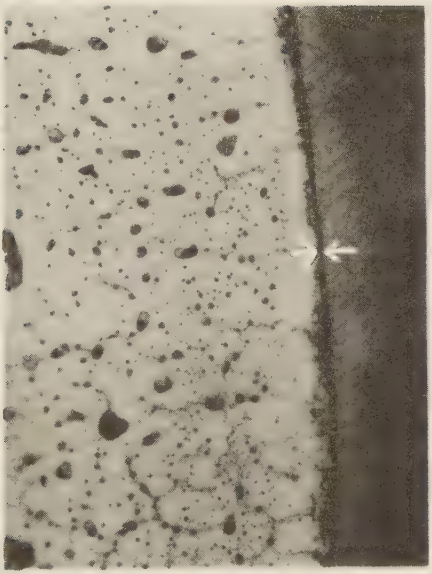


VII ALBA-BACKENZAHN-
PORZELLIN
Spaltbreite 170,4 µ

Abb. 12

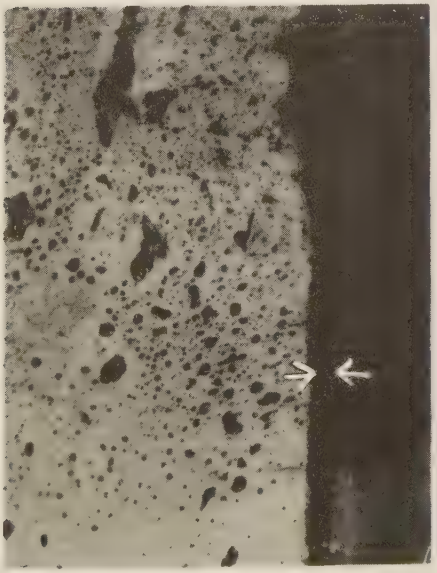
VIII HARVARDID 52
Spaltbreite 107,3 µ

Abb. 13



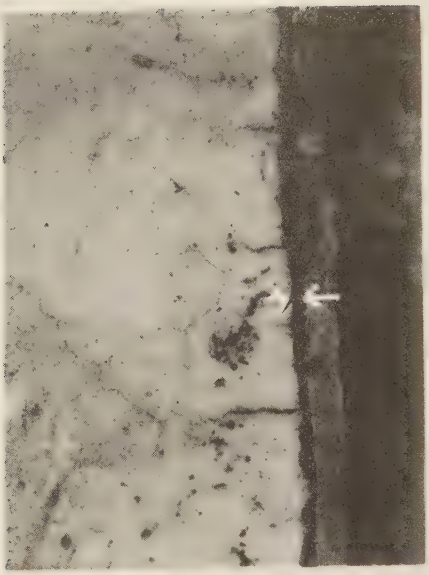
IX VIVADENT KERATIT
Spaltbreite 75,8 µ

Abb. 14



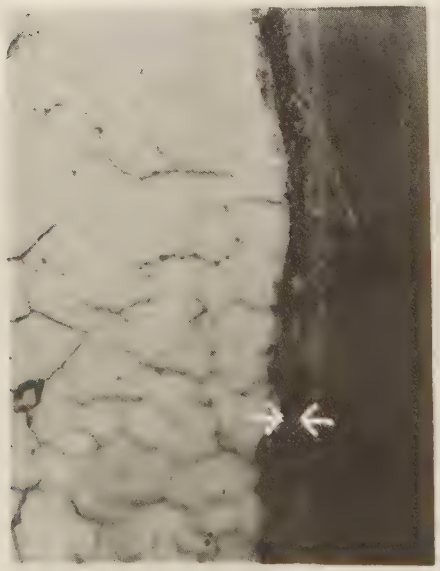
X VIVADENT Keratit-Cupro-
xal hell
Spaltbreite 183,1 µ

Abb. 15



XI VIVADENT Kupferstein-
zement weiss
Spaltbreite 110,0 µ

Abb. 16



XII **RESTORIT** De Trey-s
Steinzement
Spaltbreite 154,9 µ

Abb. 17

Die aufgetretenen Spaltbildungen sind in nachfolgender Tabelle 4 und Abbildung 18 wiedergegeben.
Die hierbei ermittelten Werte sind das arithmetische Mittel aus zehn Messungen, die an verschiedenen Stellen der Probe durchgeführt worden sind.

Tabelle 4

SPALTBILDUNG BEI STEINZEMENTEN

I	BAYER	113,8 µ
II	CEDESA	90,1 "
III	DRALA	108,3 "
IV	DRALA-Stahlzement	83,1 "
V	F.P.	103,3 "
VI	MAMOR	100,9 "
VII	ABP	170,4 "
VIII	HARVARDID 52	107,3 "
IX	VIVADENT KERATIT	75,8 "
X	KERATIT-CUPROXAL hell	183,1 "
XI	KUPFERSTEINZEMENT weiss	110,0 "
XII	RESTORIT	154,9 "

Durchschnitt = 117 µ

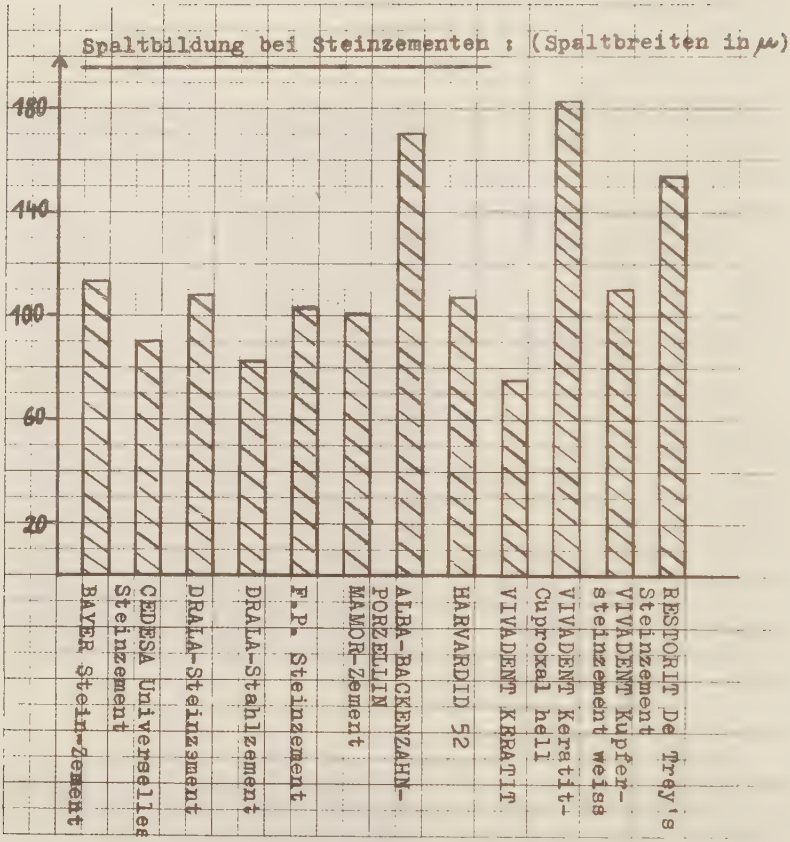


Abb. 18

Das Ergebnis dieser Untersuchung zeigt, daß die Kontraktion der Steinzemente sehr groß ist. Bei einigen Fabrikaten kommt es nicht nur am Rande der Proben zur Kontraktion, sondern auch innerhalb derselben werden Risse und Krakelee-Muster sichtbar, die z.B. bei ABP im Durchschnitt eine Breite von 34 µ haben.

Es fällt jedoch auf, daß auch in bezug auf die Spaltbildung CEDESA, DRALA-Stahlzement und VIVADENT KERATIT die besten Werte aufweisen.

Klinische Nachuntersuchungen

Um die Brauchbarkeit eines zahnärztlichen Füllungsmaterials beurteilen zu können, sind nicht nur physikalische Untersuchungen nötig, sondern auch klinische. Die klinische Bewährung eines Werkstoffes ist von ausschlaggebender Bedeutung. Ein besonderer Nachteil der Steinzemente, wie aller in der Zahnheilkunde verwendeten Zementarten, ist ihre Volumenänderung. Die Schrumpfung der Steinzemente und die Selbstauflösung führen zur Spaltbildung zwischen Kavitätenrand und Füllung.
Es war Aufgabe der klinischen Nachuntersuchungen in dieser Arbeit, Breite und Tiefe der Spaltbildungen zu ermitteln. Extrahierte Zähne standen für solche Messungen nicht zur Verfügung. Daher mußte eine geeignete Abdruckmethode gefunden werden, um am Patienten Abdrücke der Füllungen bzw. Zähne zu nehmen, die untersucht werden sollten.

a) Folgende Abdruckmethoden wurden erprobt:

1. REPLICA-Methode (beschrieben von: SCOTT, WYCKOFF, VENDRINE und FRANK, 10)
   Hierbei ist zunächst das Untersuchungsfeld sorgfältig mit Äther zu trocknen. Danach muß man mit einem Glasstab 2 - 3 Tropfen einer 4%-igen Kollodium-Amylacetat - Äther - Lösung auf die Füllung und die angrenzenden Zahnflächen auftragen. Nach dem Festwerden können die Abdrücke entfernt und auf die Objektträger gebracht werden. Für die mikroskopische Oberflächenbetrachtung bestehen keine Schwierigkeiten, wohl aber bei der weiteren Verwendung der Abdrücke, da eine Messung des Reliefs, das den Spaltbildungen entspricht, durchgeführt werden soll. Schließlich wurde die klinische Durchführung dieser Methode, im Gegensatz zum Phantomversuch dadurch erheblich erschwert, daß Steinzementfüllungen in überwiegender Zahl nur an besonders ungünstigen Stellen zu finden waren.

2. Veränderte REPLICA-Technik nach EIFINGER(7,8):
Im Unterschied zu der vorher beschriebenen Methode wird hierbei anstelle der Kollodium-Amylacetat-Äther-Lösung die TRIAFOL-BN-FOLIE verwendet. Es handelt sich dabei um eine azetonlösliche weichmacherfreie Folie aus hochverestertem Zelluloseazetobutyrat.
Nachdem die zu untersuchende Füllung trockengelegt und entfettet worden war, wurde die Oberfläche mit 1 - 2 Tropfen Azeton benetzt und sofort ein vorher zugeschnittenes Stück der Folie aufgelegt.
EIFINGER empfiehlt eine Folie von 0,03 mm Dicke zu verwenden. Diese wird durch das Azeton aufgelöst und legt sich dem Oberflächenrelief an. Nach 2 - 3 Minuten konnte der erhärtete Abdruck mit einer Pinzette abgenommen und auf einen Objektträger gelegt werden.
Das so entstandene Adhäsionsrelief-Präparat wurde anschließend mit dem ULTRAPHOT II von ZEISS bei 115-facher Vergrößerung untersucht.
Dieses Verfahren ermöglichte zwar die Betrachtung eines plastischen Reliefbildes, eignete sich aber nicht zur M e s s u n g der Spaltbildungen.Auch ergaben sich technische Schwierigkeiten bei der Durchführung der Versuche am Patienten, da es sich stets um Prämolaren und Molaren handelte, deren stark gewölbten Höckern die Folie nicht standhielt. Auch die Verwendung einer dickeren Folie brachte nicht den gewünschten Erfolg.

3. PERMLASTIC - Abdruckverfahren:
Diese Methode verwendet für die Abdrücke KERR LIGHT BODIED PERMLASTIC, eine sehr dünnflüssige, auf Polysulfit - Kautschuk - Basis aufgebaute Abdruckmasse.
Das gleiche Material wird auch bei Abdrücken, die zur Herstellung von Gußfüllungen und Brücken dienen sollen, sowie für Unterfütterungen empfohlen.

b) Durchführung der Untersuchungen und Herstellung der Präparate:

Für die klinische Untersuchung von Steinzementfüllungen wurde zunächst für den zu untersuchenden Zahn ein Kupferring auf die übliche Weise konturiert und durch einen Deckel aus KERR IMPRESSION COMPOUND verstärkt. Danach mußten auf einem Mischblock die beiden Bestandteile des PERMLASTIC, nämlich 1. das Basismaterial (weiß) und 2. der Katalysator (braun) mengengleich (gleiche Längen) zu einer homogenen Mischung durchgespatelt werden (ca. 30 - 60 Sekunden).
Nach dem Trockenlegen des zu untersuchenden Gebietes, wurde der mit PERMLASTIC gefüllte Kupferring mit wiegenden Bewegungen auf den Zahn geschoben und bis zum Festwerden der Masse festgehalten(vom Anrühren an gerechnet ca. 10 Min.).
Abbildung 19 zeigt einen Abdruck, der Deutlich den Übergang zwischen Kavitätenwand und Füllung erkennen läßt (Vergrößerungsmaßstab 6 : 1).

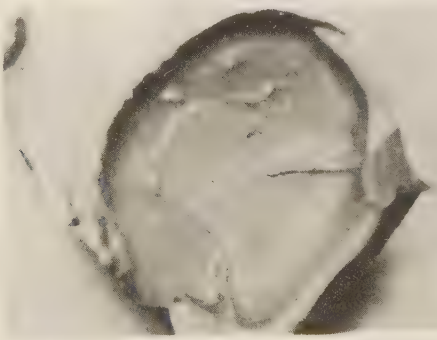


Abb. 19

Die Spaltbildungen können ausgemessen werden, nachdem man die Abdrücke in etwa 1 - 1,5 mm dicke Schnitte zerlegt und dann in der Art histologischer Präparate mit Hilfe von Objektträgern und Deckgläschen staub-und luft-

dicht aufbewahrt hat. Breite und Tiefe der Spaltbildungen sind mit einem Leßmikroskop bei 30-facher Vergrößerung ermittelt worden. Bei der Bestimmung der Spaltb r e i t e wurden jeweils Mittelwerte aus 3 - 5 Messungen gebildet. Diesen Untersuchungen waren Vorversuche vorausgegangen, mit denen die Genauigkeit des verwendeten Abdruckmaterials geprüft werden sollte. Der Abdruck eines extrahierten Zahnes mit Steinzementfüllung ergab dabei im Durchschnitt eine Spaltbreite von 111μ. Die Ausmessung des Spaltes an dem gleichen Zahn brachte einen Wert von 110μ. Damit war die Brauchbarkeit von PERMLASTIC erwiesen.
Die Abbildungen 20 und 21 zeigen Füllung und Abdruckpräparat in 6-facher Vergrößerung.
Es war jedoch nicht möglich, bei Vorhandensein eines Nachbarzahns approximale Abdrücke zu nehmen, da der Kupferring nur in vertikaler Richtung bewegt werden konnte.

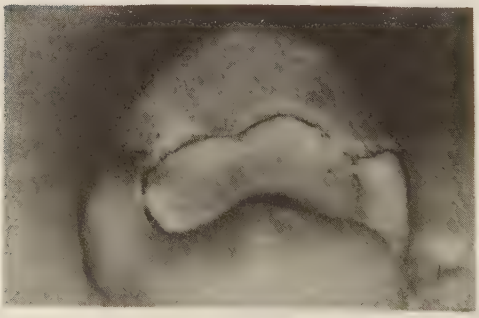


Abb. 20

Abb. 21

Bei den klinischen Nachuntersuchungen handelte es sich fast ausschließlich um DRALA-Steinzement, da nur dieser Werkstoff in der Universitätsklinik Anwendung findet. Wie die nachfolgende Aufzählung der zur Untersuchung bestellten Patienten zeigt, werden Steinzementfüllungen heute sehr häufig nur als Provisorium bis zur weiteren Versorgung verwendet.

Zur Untersuchung gebeten waren	:	200 Patienten
Zur Untersuchung erschienen lediglich	:	80 "
Steinzementfüllungen waren noch vorhanden	:	50 "
Steinzementfüllungen waren entfernt und ersetzt durch Kronen	:	10 "
" waren entfernt und ersetzt durch Inlays	:	7 "
" waren entfernt und ersetzt durch Amalgamfüllungen	:	4 "
Zähne mit Steinzementfüllungen waren extrahiert	:	9 "

Die Ergebnisse der Untersuchungen sind in Tabelle 5 und Abbildung 22 dargestellt. Die hierbei angeführten Werte können nicht als Absolutzahlen angesehen werden, da das Abdruckmaterial wahrscheinlich nicht tief genug in die Spalträume eindringt. Sie sind dennoch ein Beweis dafür, daß die Spaltbreite und -tiefe bei zunehmender Alterung der Füllung stark ansteigt.

Tabelle 5

Spaltbildungen bei klinischen Untersuchungen an 50 Steinzementfüllungen.

Alter der Füllung:	Breite:	Tiefe:
0-6 Mon.	225 µ	120 µ
6-12 "	228 "	154 "
1-1/ Jahre	290 "	219 "
1/-2 "	314 "	266 "
2-3 "	397 "	334 "
3-4 "	463 "	354 "
über 4"	530 "	437 "

(Es wurden jeweils Mittelwerte von 6 bis 8 Zähnen gebildet.)

c) Betrachtung getragener Füllungen:

Die klinische Betrachtung getragener Füllungen hat ergeben, daß Steinzemente als Dauerfüllungswerkstoff ungeeignet sind. Schon nach wenigen Monaten sind beachtliche Spalten zwischen Zahnwand und Füllung sichtbar. Die unzureichende Transparenz sowie rauhe Oberflächen, Verfärbungen und Volumenverminderungen, die auf Löslichkeit beruhen, befriedigen in keiner Weise die kosmetischen und physikalischen Ansprüche. Außerdem zeigte sich dieser Füllungswerkstoff für den Aufbau von Kanten und approximalen Flächen nicht geeignet.

Die Abbildungen 23 - 30 zeigen einige Steinzementfüllungen verschiedenen Alters, Vergrößerung 6 : 1 .

Graphische Darstellung der Tabelle 5

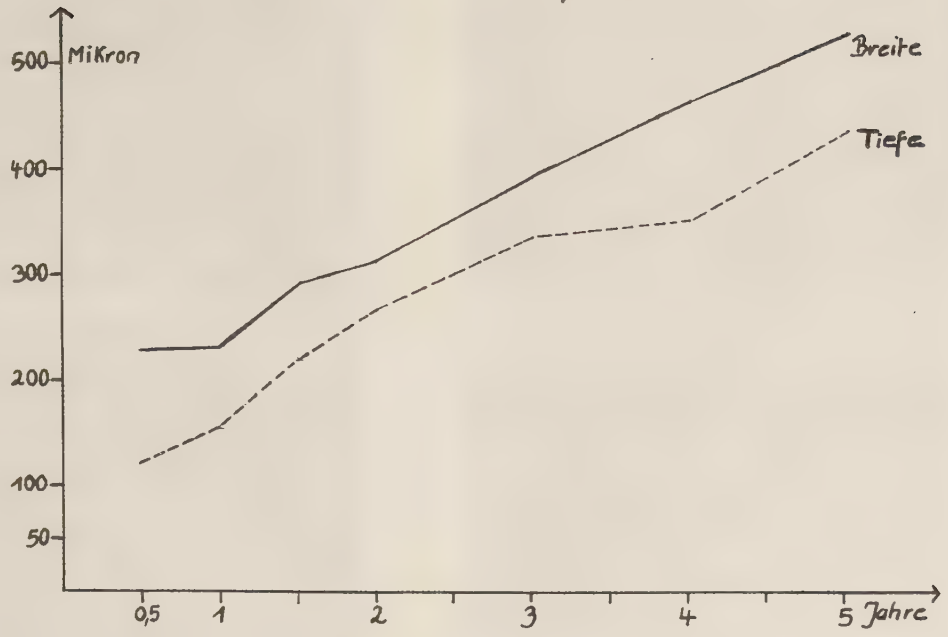


Abb. 22

Abb. 23 (5 Wochen)

Abb. 24 (6 Monate)

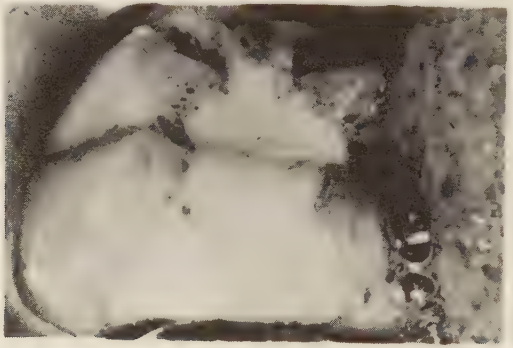


Abb. 25 (8 Monate)

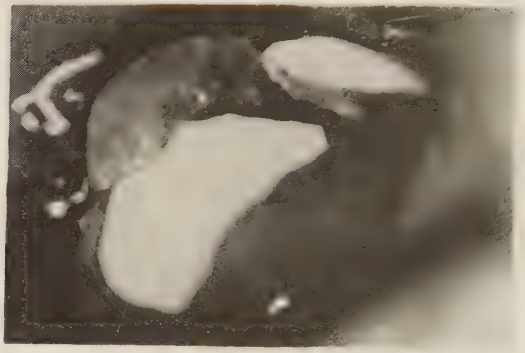


Abb. 26 (1 Jahr)

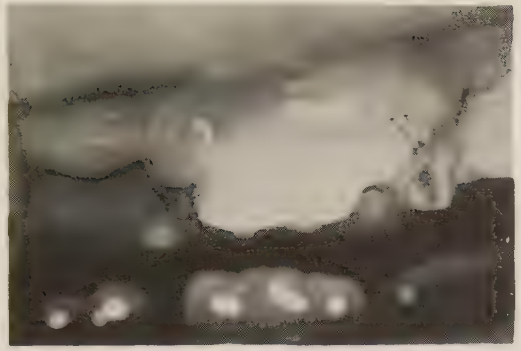


Abb. 27 (1 Jahr)

Abb. 28 (1 Jahr)

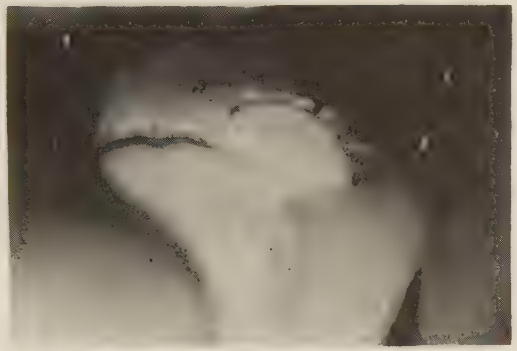


Abb. 29 (1 ¾ Jahr)

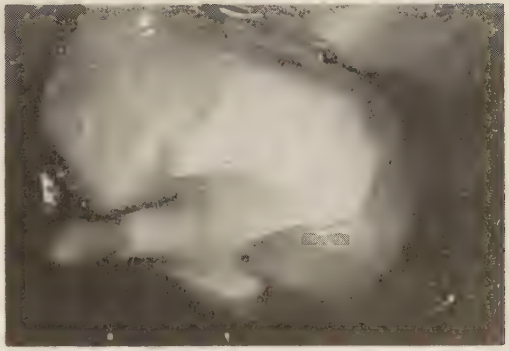


Abb. 30 (2 ½ Jahre)

Diskussion der Ergebnisse

Die Versuchsreihen und die Ergebnisse der vorangegangenen Kapitel sollten zur Überprüfung einiger physikalisch - mechanischer Eigenschaften von 12 Steinzementen dienen, die zur Zeit vom Dentalhandel angeboten werden. Desgleichen sind an 50 Steinzementfüllungen klinische Nachuntersuchungen angestellt worden.
Betrachtet man die Ergebnisse aller Untersuchungen, so kann folgendes gesagt werden:
Trotz sorgfältigster Einhaltung der Verarbeitungsvorschrift a bei der Herstellung der Probekörper können Mängel auftrten, die das Ergebnis beeinflussen, denn jede Probe muß einzeln manuell hergestellt werden. Kleinste Unterschiede des Mischverhältnisses - Pulver : Flüssigkeit -, verschiedene Anrührzeit, unterschiedlicher Druck beim Stopfen der Form oder während des Erhärtens, verschiedene Zimmertemperatur und Feuchtigkeit während der Lagerung der Proben, Alter des Ausgangsmaterials etc. sind Faktoren, die bei der Untersuchung zu ungenauen Ergebnissen führen können. Auch in der Praxis sind solche Schwankungen nicht zu vermeiden. Nicht nur die Güte eines Zementes ist für die Dauerhaftigkeit einer Füllung von ausschlaggebender Bedeutung, sondern auch die strikte Einhaltung der individuell für jedes Fabrikat bestehenden Verarbeitungsvorschriften.
Alle in der vorliegenden Arbeit ermittelten Werte dürfen nicht als absolute Zahlen angesehen werden. Sie können lediglich Hinweise zum Vergleich der einzelnen Fabrikate geben.
Die Prüfung der H ä r t e ergab nach einstündiger Alterung sehr unterschiedliche Resultate. Sie wurden mit zunehmender Erhärtung immer einheitlicher. Bei allen untersuchten Steinzementen erhöhte sich mit steigender Alterung auch die Härte. Diese kann allgemein als recht gut bezeichnet

werden. Besonders BAYER - Steinzement zeichnet sich durch einen hohen Wert aus.Bei DRALA - Stahlzement ist ein stetiges Ansteigen der Härte zu beobachten, das nicht auf die beigemengten stabilen Stahlspäne zurückgeführt werden kann.Nach dreimonatiger Lagerung waren jedoch bei allen Prüfkörpern feine Risse sichtbar. Gitterwerkstoffe (Glasfasern) hingegen scheinen einen guten erwünschten Einfluß zu haben.

Die Messungen der K a n t e n f e s t i g k e i t zeigten stark von einander abweichende Ergebnisse. Während die mechanische Widerstandsfähigkeit der meisten Fabrikate mit zunehmender Alterung anstieg, hatten CEDESA, DRALA-Stahlzement, VIVADENT KERATIT und VIVADENT KUPFERSTEINZEMENT nach einer Stunde bereits ihre größte Festigkeit erreicht. Diese nahm dann allmählich ab, unterschritt dennoch nicht das Niveau aller übrigen Werkstoffe.

Bei der Untersuchung der V o l u m e n k o n s t a n z fiel auf, daß die Kontraktion der Steinzemente und damit die Spaltbildung zwischen Füllung und Kavitätenwand sehr groß ist. Sie betrug im Durchschnitt 117μ. Die geringsten Werte hatten CEDESA, DRALA-Stahlzement und VIVADENT KERATIT

Die k l i n i s c h e n N a c h u n t e r s u c h u n g e n brachten eine Bestätigung der Laborversuche. Die geringe Volumenkonstanz der Steinzemente macht sich sehr nachteilig bemerkbar.Schon nach kurzer Zeit sind beachtliche Spalten zwischen Zahnwand und Füllung vorhanden, die der Entstehung einer Sekundärkaries Vorschub leisten.
Die rauhen Oberflächen und Verfärbungen deuten auf Porosität und Löslichkeit hin.
Die Betrachtung getragener Steinzementfüllungen zeigte, daß diese am besten nicht als Dauerfüllungen gelegt werden, da dieser Werkstoff weder kosmetisch noch physikalisch den gewünschten Eigenschaften entspricht.

Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit sollte der Überprüfung einiger physikalisch - mechanischer Eigenschaften, der
1. Härte,
2. Kantenfestigkeit und der
3. Volumenkonstanz (Spaltbildung) dienen.
Folgende Fabrikate wurden untersucht:

I BAYER Stein-Zement
II CEDESA Universelles Steinzement
III DRALA-Steinzement
IV DRALA-Stahlzement
V F.P. Steinzement
VI MAMOR-Zement
VII ALBA-BACKENZAHN-PORZELLIN (Universal-Steinzement)
VIII HARVARDID 52
IX VIVADENT KERATIT
X VIVADENT Keratit-Cuproxal hell
XI VIVADENT Kupfersteinzement weiss
XII RESTORIT De Trey's Steinzement

Außerdem wurden in klinischen Nachuntersuchungen 50 DRALA-Steinzementfüllungen in bezug auf Spaltbildung geprüft.

Es wurde folgendes festgestellt:
Die H ä r t e der Steinzemente ist mit 3419 kp/cm^2 nach dreimonatiger Lagerung zufriedenstellend. Ihre Steigerung durch Zusatz von Stahlspänen im Pulver führt zu einer stark heterogenen Zementmasse, da sich das Einlagerungsmaterial nicht mit der Grundmasse verbindet. Außerdem ist eine Transparenzminderung zu verzeichnen.

Obwohl sich der Zusatz von Gitterwerkstoffen (Glasfasern) recht vorteihaft auswirkt, ist die K a n t e n f e s t i g k e i t der Zemente gering. Sie beträgt durchschnittlich 1,5 kp·cm/cm^2 nach drei Monaten.

Bei allen untersuchten Präparaten besteht keine genügende V o l u m e n k o n s t a n z . Die Faserarmierung scheint sich vorteilhaft auszuwirken. Spaltbildungen zwischen 76 µ und 183 µ wurden gemessen.

Die Forderungen, die an einen Idealfüllungswerkstoff gestellt werden, treffen bei keinem der untersuchten Steinzemente zu. Geringe Kantenfestigkeit, mangelnder Randschluß durch ungenügende Volumenkonstanz, schlechte Haftfähigkeit sowie unzureichende Transparenz sind festzustellen.

Es liegt daher weiterhin in der Hand des Zahnarztes, Vor- und Nachteile der einzelnen Zemente sorgfältig abzuwägen und danach die richtige Wahl zu treffen.

Von der Industrie muß eine Verbesserung der Steinzemente verlangt werden.

Eine Norm für Steinzemente sollte geschaffen werden.

Literaturverzeichnis

1 ABRAHAM,A.: Drala-Stein-Zement. Das neue Füllungsmaterial. Zahnärztl.Rdsch.H.50,629,1920

2 " Das Wesen der Zahnzemente. Dtsch. Mschr. Zahnhk.H.14,645,1927

3 ADLER,F.: Die Geheimnisse der Zahnzementfabrikation. Zahnärztl.Rdsch.H.25,421,1927

4 DIETERLE,H.: Überprüfung der physikalisch-mechanischen Eigenschaften des Cadurit als Füllungswerkstoff. Med. Diss. Berlin,1961

5 DRESSLER,H.: Vergleichende mechanisch-physikalische Untersuchungen von 10 Silikatzementen. Med. Diss. Berlin, 1964

6 EICHNER,K.: Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung. Berlinische V. 1960

7 EIFINGER,F.F.: Die Replica-Technik und ihre Anwendung in der Mundhöhle. Schweiz. Mschr. Zahnhk.73,572,1963

8 " Lichtmikroskopische Untersuchungen zur Politur plastischer Füllungsmaterialien. Dtsch.Zahnärztl.Zschr.H.6,561,1964

9 FALCK-WEIKART: Werkstoffkunde für Zahnärzte. III.A. 1959, Carl Hanser Vlg., München

10 FEHR,C. and MÜHLMANN,H.R.: The sureface of the free and attached gingiva studied with the Replica-method. Vol.8, No.6, 649-655, Reprinted from ORAL SURGERY, ORAL MEDICINE, ORAL PATHOLOGY, St. Louis, 1955

11 FISCHER,M.: Experimentelle Untersuchungen über die Abschlußdichtigkeit der in der Zahnhk. gebräuchlichen Füllungsmaterialien.
Schweiz.Mschr.Zahnhk.59,H.8,596,1949

12 FRANKE,H.: Lexikon der Physik. II.A. 1959 Bd.I, Franckh'sche Verlagshandlung, Stuttgart

13 FRANK,K.: GmbH. Frank-Merkblatt, Anweisung für Handhabung u. Erläuterungen zu den Auswertetafeln des Kunststoff-Härteprüfers Nr.565b.

14 GRIESER,E.: Grundlagen und Ergebnisse bei experimentellen Untersuchungen einiger jetzt im Handel befindlicher Phosphat-Silikat-u.Steinzemente.....
Med. Diss. Berlin, 1953

15 HARNDT,E.: Handbuch der Zahn-,Mund-und Kieferheilkunde.
Bd.II, Vlg. Urban& Schwarzenberg, Berlin 1955

16 HATTEMER,W.N.: Physikalisch-chemische Eigenschaften der neueren Füllungsmaterialien und Güte der Füllung.
Zahnärztl.Welt/Reform58, H.9,242,1957

17 " Über die Kantenfestigkeit einiger Füllungswerkstoffe.
Zahnärztl.Rdsch. H.7,135,1957

18 HESS,W.: Über die Abschlußdichtigkeit der in der Zahnheilkunde gebräuchlichen Füllungsmaterialien.
Dtsch.Zahnärztl.Zschr.4,H.8,533,1949

19 " Über den Randschluß und die Wanddichte richtig verarbeiteter Füllungsmaterialien.
Zahn-,Mund-u.Kieferheilkunde in Vortr. H.13,126,1953
Carl-Hanser-Verlag, München

20 HEUSER,H.: Oberflächenmikroskopische Untersuchungen über den Randschluß von Füllungen.
Stoma 1, H.1, 5, 1948
Stoma 2, H.1,16, 1949

21 HOFER,O.,REICHENBACH,E.,SPRETER von KREUDENSTEIN,T., WANNENMACHER,E.: Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde.
III.A.,1963,Bd.II Johann Ambrosius Barth Vlg., Leipzig

22 HOFMANN,K.: Experimentelle physikalische Untersuchungen über Verarbeitungsweise, Druck-,Stoß-u.Bruchfestigkeit eines in der konservierenden Zahnheilkunde neu einzuführenden Zementes X.
Med. Diss. Würzburg, 1935

23 JUNG,C.: Weshalb Silico-Phosphat-Zemente?
Zahnärztl. Rdsch. H.46,1906,1934

24 KNAPPWOST,A.: Kappillare Spaltbildungen unserer plastischen Füllungsmaterialien als Ursachen der hohen Secundärkariesfrequenz.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.6,H.11, 602, 1951

25 " Eigenschaften und Aufbau von Gitterwerkstoffen.
Dtsch. Zahnärztl. Zschr.9, H.6, 313, 1954

26 LEHMANN,H.: Werkstoffprüfung.
III.A., 1957, Bd.I, Fachbuchverlag Leipzig

27 MESCHKE,H.: Können die Eigenschaften der Zahnzemente durch Kunststoffzusatz verbessert werden?
Med. Diss. München, 1959

28 PRELLE,M.: Amalgam oder Zement in der sozialen Zahnheilkunde?
Zahnärztl.Rdsch.H.37,1532, 1932

29 SCHOENBECK,F.: Kurzer Leitfaden der zahnärztlichen Materialkunde.
II.A.,1931,Vlg.Hermann Meuser,Berlin

30 SELKA,H.: Klinische Erfahrungen mit Drala-Steinzement.
Zahnärztl. Rdsch. H.52, 2204, 1928

31 STOECKERT,K.: Kunststoff-Lexikon, II.Aflg. S.119 und 253, Carl Hanser Vlg.,München 1958

32 TAPPE,A.: Die Eignung der Steinzemente als zahnärztliches Füllungsmaterial.
Med. Diss. Bonn, 1938

33 WEIKART,P.: Zur Frage der Prüfungsvorschriften für zahnärztliche Werkstoffe.
Dtsch.Zahnärztl.Zschr.4,H.24,1550, 1949

34 " Zur Prüfung von Zahnzementen auf ihre Festigkeit.
Dtsch.Zahnärztl.Zschr.6,H.1,30,1951

Am Schluß meiner Arbeit möchte ich Herrn Priv.Doz.
Dr. E i c h n e r herzlichst danken für die Überlassung
des Themas und die großzügige Hilfe, die er mir gewährte.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. D r e s s l e r und
Herrn Dr. K ö h l e r, die mir jederzeit mit Rat und
Tat hilfreich zur Seite standen.

Lebenslauf

Als Tochter des Bäckermeisters Willy Rümchen und seiner Ehefrau Frieda, geborene Wunderlich, wurde ich am 17.Februar 1938 in Wittenberg geboren.
Von 1945 bis 1952 besuchte ich die Grundschule in Güsten und anschließend die Oberschule in Staßfurt, wo ich 1956 das Abitur ablegte.
Da ich keinen Studienplatz erhielt, nahm ich von 1956 bis 1957 am Sonderlehrgang für Ostabiturienten in Berlin-Steglitz teil, wo ich erneut die Reifeprüfung bestand.
Am 28.Oktober 1957 konnte ich dann an der Freien Universität in Berlin das Studium der Zahnmedizin beginnen.
Hier bestand ich am 2.März 1961 die zahnärztliche Vorprüfung. Am 10.März 1964 legte ich das Staatsexamen ab.
Meine Dissertation begann ich im April 1964.